

ERSCHÜTTERUNGSMESSUNGEN AN PATIENTEN MIT EINSEITIG
VERSTEIFTEM KNIEGELENK ZUR FRAGE EINER GLEICHSEITIGEN
COXARTHROSE

Hans Peter Faigl

1982

Aus der Staatl. Orthopädischen Klinik
der Universität München

Direktor : Prof. Dr. med. M. Jäger

ERSCHÜTTERUNGSMESSUNGEN AN PATIENTEN MIT EINSEITIG
VERSTEIFTEM KNIEGELENK ZUR FRAGE EINER GLEICHSEITIGEN
COXARTHROSE

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig - Maximilians -Universität zu München

vorgelegt von
Hans Peter Faigl
aus
Hollerweg 36
8056 Neufahrn

München 1982

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der Universität München

Berichterstatter: Priv.-Doz.Dr.med.C.J. Wirth

Mitberichterstatter: Prof. Dr.med. M.Jäger

Dekan: Prof. Dr.med. W.Spann

Tag der mündlichen

Prüfung: 19. 10. 1982
.....



Anneliese, Matthias und meiner Mutter gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549025_0017

GLIEDERUNG

	Seite
<u>1. Einleitung</u>	6
1.1. Historischer Abriß über Meßmethoden den mensch- lichen Gang betreffend	6
1.2. Probleme bei Versteifungen bzw. Funktionsausfällen im Gliederkettenbereich	8
<u>2. Problemstellung</u>	9
<u>3. Material und Methode</u>	10
3.1. Physikalische Voraussetzungen	10
3.2. Technische Voraussetzungen	12
3.2.1. Beschleunigungsaufneh- mer	12
3.2.2. Adaption	12
3.2.3. Übertragungssystem	13
3.2.4. Äußere Dämpfungsglie- der	15
3.3. Gangprogramm	16
3.4. Gesunde Testpersonen	16
3.5. Patientengut	17
<u>4. Ergebnisse</u>	21
4.1. Aufschlüsselung einer Gangkurve	21
4.2. Original einer Gangkurve	22
4.3. Ergebnisse / gesunde Test- personen	23
4.4. Ergebnisse / Kniegelenksver- steifte	30
4.4.1. Ergebnisse der klini- schen und röntgenologi- schen Nachuntersuchungen	30
4.4.2. Ergebnisse der Beschleu- nigungsmessungen	33

	Seite
<u>5. Diskussion</u>	42
5.1. Gesundes Kollektiv	42
5.2. Kniegelenksversteifte	43
<u>6. Zusammenfassung</u>	45
<u>7. Literaturverzeichnis</u>	47

1. Einleitung

1.1. Historischer Abriß über Meßmethoden

Über den aufrechten Gang des Menschen bzw. seine zugrundeliegenden Gesetzmäßigkeiten finden wir erste schriftliche Aufzeichnungen bei LEONARDO DA VINCI (11), dem Maler, Plastiker, Architekten und Ingenieur, der von 1452 bis 1519 lebte. Während wir diese Arbeit vor allem da Vincis ausgezeichnete Beobachtungsgabe und seinen genialen zeichnerischen Fähigkeiten verdanken, wurden in der Folgezeit naturwissenschaftlich exaktere Methoden erforderlich, um die beim Gehen auftretenden Kräfte bestimmen zu können.

Rückblickend lassen sich im Prinzip folgende technisch verschiedene Verfahren unterscheiden:

- a) die Spurenanalysen,
- b) die fotografische Bewegungsaufschlüsselung,
- c) die Druckmessungen zwischen Fuß und Unterlage,
- d) die direkten Beschleunigungs- bzw. Winkelmessungen.

BORELLI (2) hat so bereits 1608 neben der Schwerpunktsbestimmung des menschlichen Körpers die Trittspur zu seinen Analysen herangezogen. Er konnte dabei das Seitwärtsspendeln des Körpers, sowie das Vorverlegen des Schwerpunktes vor die Standfläche des Fußes beim Gehen nachweisen. Mehr an Information war natürlich zu erhalten, wenn an den Gelenken von Versuchspersonen Farbdüsen angebracht wurden, die beim Gehen auf der Unterlage bestimmte Muster hinterließen, wie VIERORDT (24) bei seinen sogenannten "Spritzversuchen" zeigte.

Wie bereits oben erwähnt, waren filmische Zergliederungen von Bewegungsabläufen eine weiter wichtige Methode, um die bei einem Doppelschritt auftretenden Kräfte feststellen zu können. Bei Kenntnis von Gesamt- und Einzel-

schwerpunkten sowie dem zeitlichen Nacheinander sind mathematische Berechnungen der Beschleunigungen und somit der Kräfte, die an Knochen und Gelenken wirken, möglich.

Dieser Technik bediente sich als erster MAREY (15) , mit der nach ihm benannten "Mareyschen Trommel". Auch die Arbeiten von WEBER (25), BRAUNE und Mitarbeiter (4), INMAN (10), BRESLER und FRANKEL (5), PAUL (22) und MURRAY (19) basieren auf den Möglichkeiten, die durch die Fotografie geschaffen wurden.

Neben Schwerkraft, Trägheitskraft und Trägheitsmoment spielt beim Gehen natürlich auch der Gegendruck des Bodens auf die Füße eine wichtige Rolle. MAREY (14) entwickelte deshalb membranüberzogene Metallschalen, die wie Schuhwerk befestigt wurden. Die Kompressionsweiterleitung erfolgte durch einen dickwandige Kautschukschlauch auf ein Registriergerät , den sogenannten Kymographen. Ähnlich aufgebaut war auch die "pneumatische Schuhsohle" von SCHWARTZ und HEATH (23), die allerdings bald von elektrischen Meßwertaufnehmern, welche in Druckaufnahmeplatten eingebaut waren, abgelöst wurde.

Hatte man bisher Beschleunigungen nur auf dem Umweg der filmischen und mathematischen Aufbereitung erhalten können, so war mit der Verwendung von Piezokristallen, die eine der einwirkenden Kraft proportionale Spannung erzeugen, eine direkte Bestimmung möglich geworden.

Mit Hilfe dieser Accelerometer entstanden z.B. die Arbeiten von MÜNCHINGER (18), LIBERSON (12) und GÜNTHER (8). NIGG et al (20/ 21) verwendeten bei ihren Belastungsmessungen des menschlichen Bewegungsapparates beim Laufen, Gehen , Skifahren und Kunstturnen ebenfalls kleine Beschleunigungstransducer, die an Kopf, Hüfte und Schienbein der Versuchspersonen befestigt waren und deren Meßrichtung der Längsachse des menschlichen Körpers entsprach.

Alle Meßdaten wurden bei diesen Versuchen telemetrisch übermittelt und von einem entsprechend eingerichteten Schreiber registriert. Der große Vorteil dieser Resultatsübermittlung lag natürlich in der Vermeidung von den Bewegungsablauf störenden Übertragungssystemen, sowie in der unkomplizierten, zeitsparenden und jederzeit - z.B. auch in der Praxis - möglichen Anwendung.

1.2. Probleme bei Versteifungen bzw. Funktionsausfällen im Gliederkettenbereich

Alle Untersuchungen, die Aufschlüsselungen von Bewegungsabläufen zum Gegenstand hatten, zeigen mehr oder weniger deutlich die Bedeutung des zeitlichen Aufeinanderfolgens von einzelnen Teilbewegungen. Ein Eingriff in die Dynamik des Bewegungsablaufs muß also eine Reihe von Veränderungen nach sich ziehen. So sind Fehlbelastungen der Gliederkette möglich und resultierend "Überlastungsschäden" denkbar.

Es existieren beispielsweise Untersuchungen zum Auftreten von Arthrosen im Kniegelenk nach Amputation eines Ober- oder Unterschenkels der Gegenseite. Die Ergebnisse dieser Arbeiten, wichtig insbesondere bei der Beurteilung von Versorgungsansprüchen Betroffener an Versicherungsgesellschaften, sind zum Teil widersprüchlich. So beschrieb BORGMANN (3) gehäuft lokalisierte, subpatellare Arthrosen als Folge überlasteten Gelenkknorpels und auch MAYR und Mitarbeiter (16) sowie ENDERT (6) waren der Ansicht, daß nach Amputationen an einer unteren Extremität häufiger als üblich Überlastungsarthrosen des kontralateralen Kniegelenks auftraten. Dieser Meinung widersprachen u.a. ARENS (1) und MOHING (17), die eine Arthrosis deformans des erhaltenen Kniegelenks nicht häufiger fanden als sonst auch. Allenfalls in Einzelfällen ließen sie unter besonderen Umständen, wie

Stumpfkontrakturen oder schlechten Durchblutungsverhältnissen Fehlbelastungen als mitentscheidende Ursache für vorzeitige degenerative Veränderungen gelten.

Zum Weiterschreiten eines Krankheitsprozesses auf andere Gelenke durch Veränderungen der Statik und entsprechenden Mehrbelastung äußert sich auch HORN (9) , der in seinem Lehrbuch zur Unfall - und Invalidenbegutachtung folgendes schreibt: ... " So sah ich wiederholt Arthrosis deformans des einen traumatisch geschädigten Kniegelenkes und etwa nach ein bis zwei Jahren auch Erkrankung des anderen Kniegelenkes , vermutlich infolge erhöhter Belastung. " Dieses Zitat gibt lediglich die subjektive Meinung des Autors wieder . Sie fußt nicht auf gesicherten Untersuchungsergebnissen. Auch Auswirkungen von Funktionsstörungen des Kniegelenkes auf die ipsilaterale Hüfte wurden bisher noch nicht systematisch erfaßt.

2. Problemstellung

Die Bedeutung von Schädigungen bzw. Störungen der Mechanik des Kniegelenkes auf die Gliederkette, insbesondere auf das entsprechende Hüftgelenk wird vor allem durch die Untersuchungen der oben erwähnten NIGG und Mitarb. (20 / 21) deutlich. Während z.B. beim Skifahren an der Tibia Beschleunigungen bis zu $50 g$ ($1g = 9,81 m / sek^2$) auftraten, lagen die Werte an der Hüfte um mehr als eine Zehnerpotenz niedriger. Fällt bei einem einseitig versteiften und damit funktionslos gewordenen Kniegelenk dieser stoßdämpfende Effekt fort, so ist mit einer erheblichen Mehrbelastung des benachbarten Hüftgelenkes zu rechnen, möglicherweise sind Auswirkungen im Sinne einer vorzeitigen Arthrosis deformans coxae zu befürchten. Ein weiterer interessierender Gesichtspunkt sind die resultierenden versicherungsrechtlichen Konsequenzen, da erfahrungsgemäß viele Patienten im Laufe des

Lebens neu auftretende Beschwerden an benachbarten Gelenken auf das Grundleiden zurückführen und entsprechenden Ansprüchen an die Versicherungsträger stellen.

Wenn man die Möglichkeiten von Spätschäden unterstellt, so liegt natürlich auch die Frage nahe, inwieweit diese Veränderungen zu korrigieren sind, inwieweit Mehrbelastungen durch äußere Dämpfungsglieder, wie z.B. orthopädische Luftkissenschuhe oder spezielle Teppiche, zu reduzieren sind.

In vorliegender Arbeit wurden - unter Berücksichtigung verschiedener äußerer Dämpfungselemente - Erschütterungsmessungen einschließlich radiologischer und klinischer Nachuntersuchungen an Patienten mit einseitig versteiftem Kniegelenk zur Frage einer gleichseitigen Coxarthrose durchgeführt.

3. Material und Methode

Zu messen sind bei dieser Fragestellung jene Erschütterungen, die beim Gehen mit verschiedenem Schuhwerk auf verschiedenen Unterlagen auf die Hüfte einwirken.

Deshalb wurden mit einem speziellen Gurtsystem Accelerometer am Beckenkamm der zu untersuchenden Personen befestigt. Die Meßergebnisse wurden mit Hilfe eines Telemetriesystems auf einen Schreiber übermittelt und anschließend analysiert.

3.1. Physikalische Voraussetzungen

Beim Gang des Menschen wirken Kräfte nach physikalischen Gesetzmäßigkeiten auf den Körper bzw. seine Teile. Die dabei auftretenden Stoßerschütterungen sind kein physikalischer, sondern ein biologischer Begriff. Ein Maß für die Stoßerschütterung ist die durch den Kraftstoß erzeugte Beschleunigung, die als Geschwindigkeitsänderung pro Zeiteinheit definiert ist. Ist diese Geschwindigkeitsänderung beim Bewegungsvorgang größer als Null, so sprechen wir von einer beschleunigten Bewegung, ist

die Geschwindigkeitsänderung kleiner als Null, von einer verzögerten Bewegung. Nach dem Newton'schen Gesetz ($k = m \cdot b$) ist die Beschleunigung ein direktes Maß für die Kraft, mit der ein Körper getroffen wird. Als Maß für die Beschleunigung gilt die Erdbeschleunigung, d.h. diejenige Geschwindigkeitsänderung, die durch die Gravitationskraft der Erde allen Körpern in der Nähe der Erdoberfläche erteilt wird ($9,81 \text{ m / sek}^2$).
 lg entspricht also der Beschleunigung auf den Erdmittelpunkt zu, die ein freibeweglicher Körper erfährt. Ist er nicht frei beweglich, so wirkt er mit einer entsprechenden Kraft auf seine Unterlage. Diese Kraft nennt man Gewicht.

Beschleunigungsmesser sind elektromechanische Wandler, die eine der Beschleunigung proportionale Spannung erzeugen. Die von uns benützten Accelerometer arbeiten nach dem piezoelektrischen Prinzip. Dabei werden durch Deformationen im Inneren eines aus Ionen aufgebauten Kristalls Dipolmomente erzeugt oder geändert. Die resultierende Ladungsgröße ist der aufgewandten Deformationskraft direkt proportional.

Die technische Konstruktion eines Beschleunigungstransducers gibt Abbildung 1 wieder.

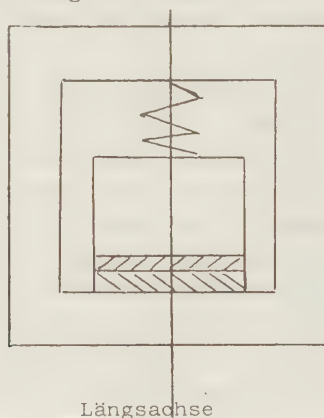


Abb. 1 : Schematischer Querschnitt eines Beschleunigungsmessers

Zwei gegeneinander polarisierte piezoelektrische Scheiben sind in ein Gehäuse geklebt. Ein Masse Körper wird durch Federkraft auf die Scheiben gedrückt. Wird das Gehäuse in seiner Längsachse beschleunigt, dann erfährt auch der Massekörper eine Beschleunigung. Diese wiederum erzeugt eine Kraft auf die piezoelektrischen Scheiben. Auf diese Weise entstehen Ladungsverschiebungen, die meßbar werden.

3.2. Technische Voraussetzungen

3.2.1. Beschleunigungsaufnehmer

Die bei unseren Versuchen benutzten Beschleunigungsmesser besaßen ein möglichst geringes Eigengewicht, eine gute Empfindlichkeit und einen von 0 Hz bis einige hundert Hz konstanten Frequenzgang. Diese Messungen wären natürlich , direkt am Knochen abgeleitet, am exaktesten. Ein solches Vorhaben setzt allerdings die Einwilligung des Probanden voraus und ist durch die Infektionsgefahr der Weichteile und des Knochens belastet. Daher ist der unblutigen Methode der Vorzug zu geben. Die Meßwertaufnehmer sind hierbei vom Skelett durch Weichteile getrennt. Aus diesem Grund ist ein verfälschter Meßwert in Abhängigkeit von der Dicke und Konsistenz der Weichteile über dem Knochen und zum anderen von Auflagefläche, Form und Gewicht des Meßgerätes zu erwarten.

3.2.2. Adaption

Wir verwendeten Hautadapter aus Aluminium , der Form des Beckenkammes (Abb. 2) nachmodellierte Pelotten, auf welchen die eigentlichen Meßwertaufnehmer so befestigt waren, daß die Meßwertaufnehmerachsen mit der Körperlängsachse übereinstimmten. Diese Systeme wurden von ca. 5 cm breiten Leinengurten fest an den Knochen gepreßt und durch zwei Schrittgurte zusätzlich fixiert. Diese exakte Befestigung in Richtung der Körperlängs-

achse ist deshalb von Bedeutung, da von den am Becken angreifenden Kräften die senkrecht einwirkenden am wichtigsten sind , weshalb wir uns auf diese beschränken.



Abb. 2 : Ventrale und seitliche Ansicht der Befestigung der Beschleunigungsmesser

3.2.3. Übertragungssystem

Für die Übertragung der Beschleunigungswerte vom Probanden zu einem schreibenden Registriergerät wurde ein 6- Kanal SM - Telemetriegerät der Firma Messerschmitt-Bölkow-Blohm benutzt. (Sendegerät 300 000 6 G, Empfangsgerät E 3010) . Dieses Telemetriegerät besteht aus sechs auswechselbaren, der jeweiligen Meßmethode angepaßten Verstärkern, dem Sendegerät und einer Schulerantenne. Empfangsseitig werden die über die Hochfrequenzstrecke übermittelten zusammengefaßten Signale über die Hochfrequenzantenne empfangen. Diese speist den Empfänger, der die im Hochfrequenzkanal zusammengefaßten Signale trennt und diese an sechs Ausgängen zur Registrierung - in unserem Fall auf einen Zweikanalschreiber - ausgibt. (Ein Mehrkanalschreiber war für unsere Versuche nicht notwendig). (Abb. 3)



Abb.3 : Tragegurt mit Sendegerät und Schulterantenne
auf dem Rücken einer Versuchsperson

3.2.4. Äußere Dämpfungsglieder

Zur Verminderung der Stoßerschütterung beim Gehen verwendeten wir folgende äußere Dämpfungsglieder:

3.2.4.1. Luftpolsterschuhe nach Dr. Maertens

Durch ein speziell angeordnetes Luftkissensystem soll dieser hauptsächlich aus PVC gefertigte orthopädische Schuh mit Hilfe von verschiedenen Druckstufen in den einzelnen Kammern Stoßerschütterungen besonders gut absorbieren. Ein vorgezogener Innenabsatz soll nach Angaben des Herstellers dem Fuß außerdem die orthopädisch richtige Stellung geben. (Abb. 4 und 5)



Abb. 4 : Luftkammern und Stegsystem der Sohle des orthopädischen Schuhes

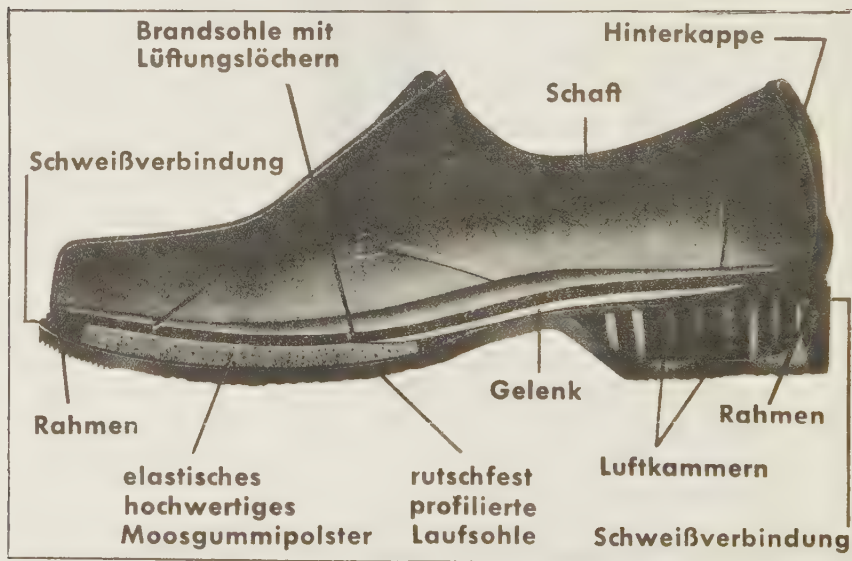


Abb.5 : Querschnitt des orthopädischen Schuhes

3.2.4.2. " Texidor - Trainingslaufmatte " der Firma Fehrer

Diese ca. 20 mm dicke Laufmatte ist einheitlich aus gekrollter Kunstfaser hergestellt. Über Kompressibilität und Federkonstante der Matte hatten wir - ebenso wie der Hersteller - keine Werte vorliegen.

3.3. Gangprogramm

Nach Anlegen der Meßgeräte , anschließender Eichung des Schreibers und Bestimmung der Nulllinie , mußten die Versuchspersonen folgendes Gangprogramm absolvieren:

- a) Barfuß auf mit PVC - Platten belegtem Betonboden
 - b) Barfuß auf einer " Texidor - Trainingslaufmatte " der Firma Fehrer
 - c) Mit Straßenschuhen (Lederschuhe mit hartem Lederabsatz) auf PVC- Betonboden
 - d) Mit Straßenschuhen auf der Trainingslaufmatte
 - e) Mit Luftpolsterschuhen nach Dr. Maertens auf PVC-Betonboden
 - f) Mit Luftpolsterschuhen auf der Trainingslaufmatte
- Die Einzelstrecke betrug hin und zurück jeweils 20 m. Auf ein Metronom, welches den Schrittrhythmus festlegen würde, wurde in diesem Gangprogramm bewußt verzichtet, um einen möglichst natürlichen Bewegungsablauf zu erhalten.

3.4. Gesunde Testpersonen

Da in nur wenigen Veröffentlichungen (8 / 20 / 21) Daten über auftretende Beschleunigungen beim Gehen am Beckenkamm vorliegen, erschien es notwendig, vorab zur Festlegung eines Normbereiches Gesunde zu untersuchen. Es wurden 46 Normalpersonen getestet (23 Männer und 23 Frauen) , die weder in der Anamnese noch bei der üblichen orthopädischen Untersuchung eine Erkrankung

an den Hüftgelenken und den unteren Extremitäten aufwiesen.

Die untersuchten Frauen: 8 Massageschülerinnen,
4 Sekretärinnen,
4 Lehrerinnen,
3 Studentinnen,
2 Hausfrauen,
1 Krankenschwester,
1 Verkäuferin,

waren durchschnittlich 28,7 Jahre alt (19 bis 37 Jahre) , bei einem mittleren Körpergewicht von 62,7 kg (50 bis 69 kg) und einer durchschnittlichen Größe von 166,7 cm (156 cm bis 178 cm).

Die getesteten Männer : 6 Studenten,
6 Massageschüler,
5 Pfleger,
3 Lehrer,
2 Verkäufer,
1 Mechaniker,

waren durchschnittlich 29,6 Jahre alt (19 bis 43 Jahre) , bei einem mittleren Körpergewicht von 73 kg (55kg bis 98 kg) und einer durchschnittlichen Größe von 178,5 cm (167 cm bis 187 cm) .

3.5. Patientengut

Bei den von uns untersuchten elf Patienten (3 Frauen/ 8 Männer, mit einem Durchschnittsalter von 56,7 Jahren, einem durchschnittlichen Körpergewicht von 76,8 kg und einer Körpergröße von durchschnittlich 170 cm) lagen sieben linksseitige und vier rechtsseitige Kniegelenksarthrodesen bzw. - ankylosen vor. Ursache der Knieversteifung war in sechs Fällen eine TBC - Gonitis , bei drei Patienten eine unspezifische chronische Arthritis und zweimal lag eine Fremdkörperverletzung mit Kniegelenksempyem vor. Die in acht Fällen durchgeführte Knie-

gelenksarthrodese und in drei Fällen spontane Ankylosierung waren in jedem Fall gut belastbar.

Den Krankengeschichten konnten wir entnehmen, daß zum Zeitpunkt der Erstuntersuchung keinerlei Bewegungseinschränkung an den Hüftgelenken bestand. In die vorliegende Untersuchung wurden ferner nur Patienten aufgenommen, von denen eine Beckenübersichtsaufnahme zum Zeitpunkt der Einsteifung vorlag. Dabei waren an den Hüftgelenken keine bis mäßige arthrotische Veränderungen erkennbar (d.h. höchstens mäßige Gelenkspaltverschmälerungen und Sklerosierungen sowie Osteophytenbildungen).

In Übereinstimmung mit anderen Autoren (1 / 3 / 17) ist es zur Beurteilung von Folgeschäden wichtig, daß die möglichen Fehlbelastungen über einen ausreichend langen Zeitraum einwirken konnten. In unserer Untersuchungsreihe betrug der Zeitabstand zwischen Arthrodese bzw. Ankylose und Nachuntersuchung durchschnittlich 21 Jahre (4 bis 37 Jahre) . Bei der klinischen Nachuntersuchung wurden Beweglichkeit, Gangbild und Schmerzangaben des Patienten berücksichtigt. Darüberhinaus wurde eine Beckenübersichtsaufnahme zur Verlaufsbeobachtung herangezogen.

Eine ausführliche Übersicht zeigt Tabelle Nr.1

Tabelle Nr.1

P a t i e n t e n g u t

Fall- Nr. Name Geschlecht Alter	Körper- gewicht (kg)	Größe (cm)	Beruf	Ankylose od.Arth- rodese re/li Jahr	Ursache u. Art der Einstel- fung	Liege- gips	Geh- gips	Zeitab- stand z.Nach- unters.	Röntgen Hüftgelenk Arthroseggrad zum Zeit- punkt der Einstellung
									rechts links
1. L.M. ♂ 73 Jhr.	77	173	Rentner	re 1967	chron.un- spez.Arth. OP	5 Wo	6 Wo	7Jhr.	I II
2. W.K. ♂ 64 Jhr.	69	171	Rentner	re 1959	TBC- Goni- tis OP	4 Wo	8 Wo	15 Jhr.	I
3. P.A. ♀ 61 Jhr.	75	163	Hausfr.	re 1941	TBC- Goni- tis,Apparat	/	/	34 Jhr.	I I
4. E.L. ♂ 31 Jhr.	70	179	Angest.	re 1952	TBC- Goni- tis OP	?	?	22 Jhr.	Ø
5. S.F. ♀ 65 Jhr.	73	165	Rentnerin	li 1970	TBC- Goni- tis OP	4 Wo	7 Wo	4 Jhr.	I
6. S.Fl. ♂ 49 Jhr.	68	174	Beamter	li 1955	unspez.Arth- ritis OP	4 Wo	10 Wo	19 Jhr.	I II
7. L.F. ♂ 64 Jhr.	90	176	Rentner	li 1942	Verlet- zung	?	?	32 Jhr.	I
8. G.A. ♂ 54 Jhr.	83	169	Land- wirt	li 1939	Unfall, sport. Einstellung	/	/	35 Jhr.	I
9. G.E. ♀ 62 Jhr.	80	158	Hausfr.	li 1961	unspez.Arth- ritis OP	12 Wo	8 Wo	13 Jhr.	Ø
10. G.O. ♂ 48 Jhr.	75	167	Verkäufer	li 1960	TBC- Goni- tis OP	4 Wo	6 Wo	14 Jhr.	Ø
11. D.M. ♂ 52 Jhr.	85	160	Land- wirt	li 1957	TBC-Gonit.				

Die Festlegung des in der vorausgehenden Tabelle er-
Arthrosegrades des Hüftgelenkes erfolgte nach im fol-
genden aufgeführten Kriterien:

- Ø = keine Arthrose
- I = leichte Arthrose (beginnende Gelenkspaltver-
schmälerung, beginnende Osteophytenbildung)
- II = mäßige Arthrose (zunehmende Gelenkspaltver-
schmälerung, vermehrte Osteophytenbildung, zu-
nehmende Sklerosierung)
- III = mittelgradige Arthrose (erhebliche Gelenkspalt-
verschmälerung, verstärkte Randosteophytenbil -
dung)
- IV = ausgeprägte Arthrose (fortgeschrittene Verände-
rungen)

4. Ergebnisse

4.1. Aufschlüsselung einer erhaltenen Gangkurve

Aus den bei unseren Untersuchungen erhaltenen Gangkurven sei eine skizziert und repräsentativ für alle anderen erläutert. (Abb. 6)

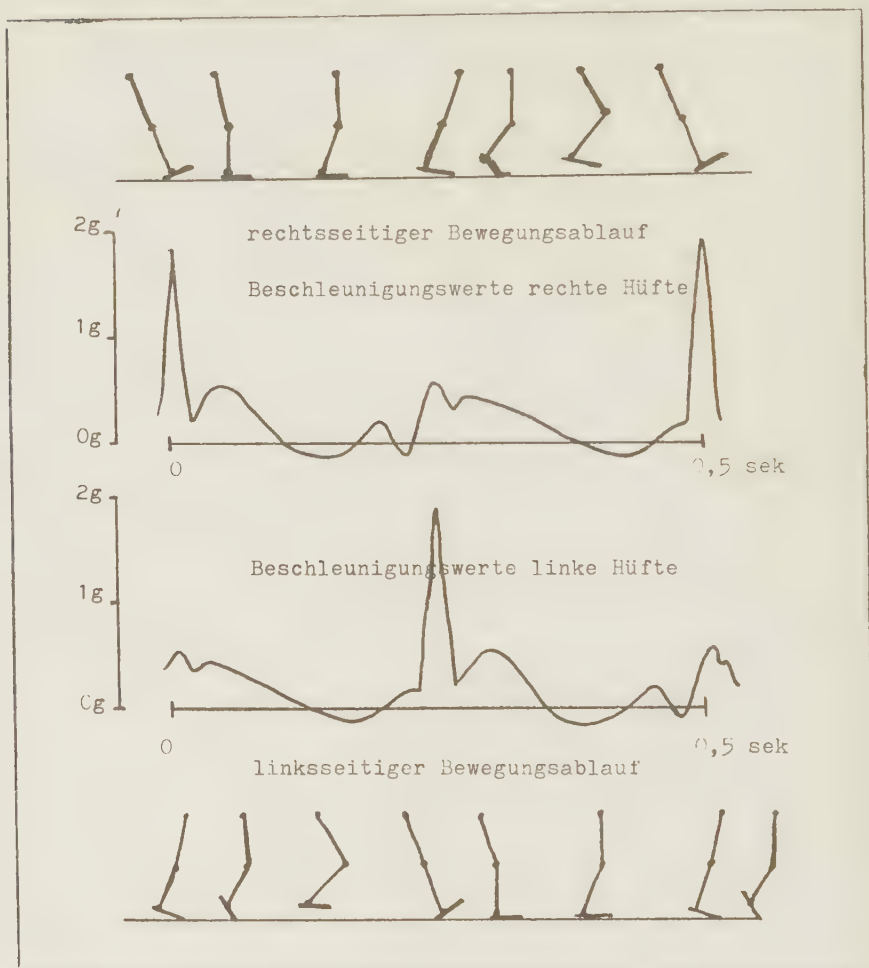


Abb. 6 : Schematische Darstellung des rechts- bzw.

linksseitigen Bewegungsablaufes mit den dazugehörigen Beschleunigungskurven

Wie aus der Skizze hervorgeht, zeigt sich beim Fersenkontakt des einen Fußes mit dem Boden durch Fortleitung der Kräfte, die vom Boden auf den Fuß einwirken, ein deutliches Beschleunigungsmaximum an der ipsilateralen Hüfte. In die Standphase dieses Beines fällt sowohl zunächst das Abheben des Fußballens der Gegenseite als auch anschließend das Aufsetzen der Ferse des kontralateralen Fußes. Wegen der gelenkigen Verbindung des Beckens mit der Gegenseite treten also auch - während das ipsilaterale Bein durch den bestehenden Bodenkontakt kaum Beschleunigungsveränderungen erfährt - Kräfteschwankungen an der ipsilateralen Hüfte auf.

4.2. Original einer Gangkurve (Abb. 7)

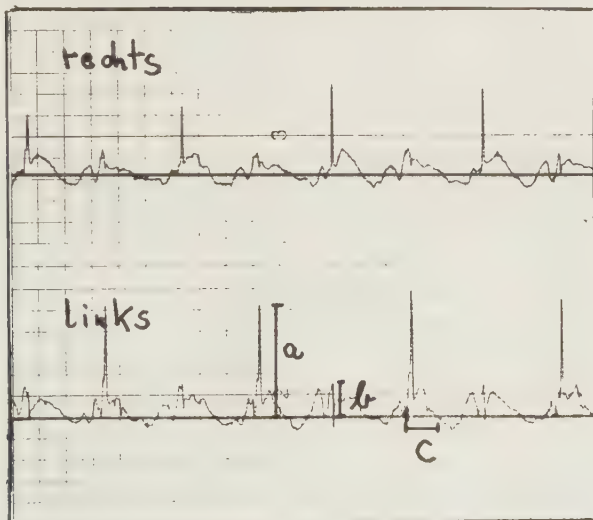


Abb.7 : Beschleunigungskurve im Original

Am Beispiel dieses Kurvenoriginals sei nun die notwendige Auswertung der erhaltenen Diagramme erklärt. Die Aufzeichnungen von unseren Probanden ließen sich, wie schon erwähnt, in sechs Teilbereiche untergliedern, von denen wir jeweils zehn Doppelschritte näher bestimmten. Wir verfahren dabei folgendermaßen:

- a) ausgehend von der Nulllinie wurde mit dem Millimetermaßstab die Höhe der Auftrittsspiques (a: siehe Gangkurve!) sowohl der rechten als auch der linken Seite gemessen und entsprechend dem bei der Eichung bestimmten Umrechnungsfaktor in Beschleunigungswerte umgewandelt.
- b) Die zu den Auftrittsspiques korrespondierenden Ausschläge der Gegenseite wurden ebenso gemessen und umgerechnet. (b : siehe Gangkurve!)
- c) Die Zeit, die von Beginn der Beschleunigung bis zum erneuten Schnittpunkt mit der Nulllinie verstrich, war auf Grund des gegebenen Papiervorschubes von 50 mm pro Sekunde ebenfalls bestimmbar. (c: siehe Gangkurve!)

Auf diese Weise führten wir ca. 30 000 Messungen durch.

4.3. Ergebnisse / gesunde Testpersonen (Tab. 2 und 3)

Beim Barfußgehen auf Beton verlegtem PVC lagen die Mittelwerte der auftretenden Hüftbeschleunigungen bei gesunden Frauen rechtsseitig bei 1,54 g , linksseitig bei 1,52 g . Bei gesunden Männern lagen die Werte nur geringfügig niedriger, nämlich bei 1,49 g rechts und 1,36 g links. Sowohl die Seitendifferenz als auch die etwas höheren Beschleunigungswerte beim weiblichen Kollektiv traten bei allen Messungen auf. Allerdings ließen die großen Standardabweichungen bei den Messungen darauf schließen, daß keine statistisch signifikanten Unterschiede bestehen. Diese Tatsache gilt im übrigen ebenfalls für alle anderen Resultate des gesun-

den und kranken Kollektivs; damit sind alle Ergebnisse Tendenzen, aber keine statistisch eindeutige Aussagen.

Auf der Texidor - Laufmatte waren die Beschleunigungsspitzen der gesunden barfüßigen Probanden um durchschnittlich 18 % niedriger, nämlich bei 1,31 g rechts und bei 1,17 g links (Frauen) , sowie bei 1,26 g rechts und 1,11 g links (Männer).

Mit Straßenschuhen auf dem PVC- Betonboden errechnete sich bei dem weiblichen Kollektiv eine mittlere Beschleunigung von rechts 1, 07 g und links 0,98 g . Das männliche Kollektiv wurde mit rechts 0,98 g und links 0,87 g gemessen. Die Abnahme zu den barfuß auf PVC-Beton bestimmten Ausgangswerten betrug also durchschnittlich 34 % .

Minimal war der zusätzlich zu den Straßenschuhen durch die Texidor- Laufmatte zu erzielende Effekt, d.h. die Beschleunigungswerte nahmen nur um ca. 1 % weiter ab. (Frauen:1,06 g rechts bzw. 0,94 g links; Männer : 0,95g rechts bzw. 0, 84 g links).

Mit den speziell gefertigten Luftkissenschuhen auf PVC-Beton erhielten wir bei den weiblichen Personen an der rechten Hüfte eine mittlere Beschleunigung von 0,98 g , an der linken Hüfte eine mittlere Beschleunigung von 0,86 g. Die entsprechenden Werte bei den Männern waren 0,97 g bzw. 0,84 g. Zu den Bezugsdaten Barfußgehen errechnet sich eine mittlere Dämpfung von 38 %.

Durch Kombination der Luftkissenschuhe mit der Laufmatte lagen die Meßdaten bei den Frauen rechtsseitig bei 0,96 g , linksseitig bei 0,85 g; bei den Männern bei 0,92 g bzw. 0,79 g . Der stoßdämpfende Effekt betrug somit durchschnittlich 40 %.

Abb. 8 verdeutlicht die Abnahme der Mittelwerte der Beschleunigung an der Hüfte - ohne Berücksichtigung

von Geschlecht und Seitendifferenz - beim Gehen mit unterschiedlichem Schuhwerk auf verschiedenen Unterlagen.

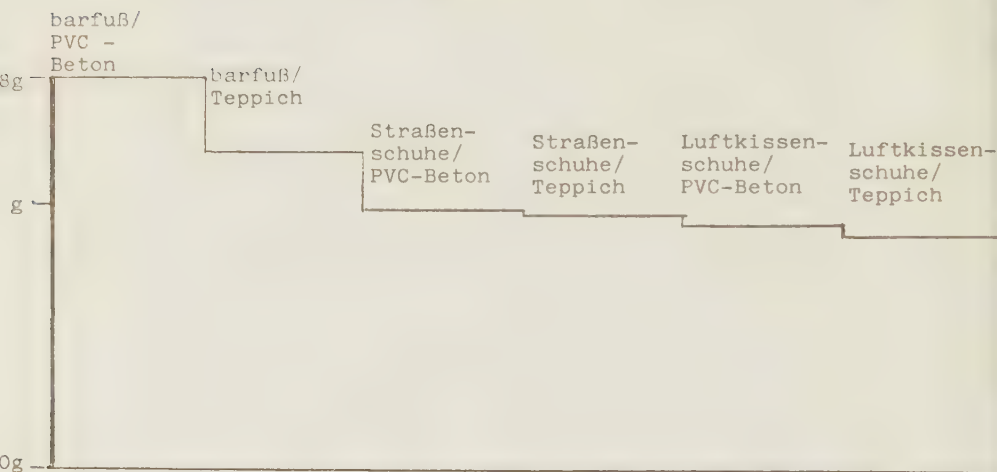


Abb. 8 : Abnahme der Mittelwerte der Beschleunigung an der Hüfte gesunder Personen beim Gehen mit unterschiedlichem Schuhwerk auf verschiedenen Unterlagen

Wie aus den Gangkurven ersichtlich, sind die beim Fersenkontakt durch knöchernerne bzw. gelenkige Fortleitung an der Hüfte der Gegenseite auftretenden Beschleunigungsvektoren zumindest initial - d.h. bevor es zur Abkipfung der kontralateralen Hüfte kommt - den Beschleunigungsvektoren der ipsilateralen Hüfte gleichgerichtet. Diese Stoßerschütterungen könnten also theoretisch eben-

falls zu coxarthrotischen Veränderungen beitragen , insbesondere könnte z. B. bei extremer Schonhaltung der einen und übermäßiger Beanspruchung der anderen Seite durch oben beschriebene Stoßfortleitung letztlich doch der geschonten kranken Seite Schaden zugefügt werden.

Die Mittelwerte dieser Beschleunigungen lagen bei Frauen rechtsseitig bei 0,6 g und linksseitig bei 0,5 g. Bei Männern waren die entsprechenden Ergebnisse rechts 0,47 g bzw. links 0,38 g. Durch äußere Dämpfungselemente waren diese Meßwerte kaum zu beeinflussen.

Umgekehrt proportional zu den Maximalwerten verhielt sich die Zeitdauer der Beschleunigung, d.h. auf einer weichen Unterlage nehmen die Auftrittskräfte ab, während gleichzeitig der Fersen - Bodenkontakt einen etwas längeren Zeitraum beansprucht.

Beim Gehen auf verschiedenen Unterlagen bzw. mit unterschiedlichem Schuhwerk nahm so bei den Frauen rechtsseitig die Zeitdauer von 0,15 sek auf 0,19 sek zu, linksseitig von 0,18 sek auf 0,20 sek. Bei den männlichen gesunden Personen war diese Zeitdauer durchwegs kürzer, es war jedoch auch bei diesem Kollektiv rechtsseitig eine Zunahme von 0,11 sek auf 0,13 sek und linksseitig von 0,11 sek auf 0,14 sek zu verzeichnen.

Von Bedeutung ist die Kenntnis der Zeitdauer deshalb, weil durch sie auch Störungen im Bewegungsablauf evident werden. Eine Tatsache, die vor allem für die Beurteilung der Gangkurven des kranken Kollektivs wichtig ist.

Weitere Einzelheiten sind den Tabellen Nr.2 und 3 zu entnehmen. Insbesondere in Tabelle Nr.2 sind Standardabweichungen detailliert aufgeführt. Abschließend sei noch auf die in Tabelle Nr. 3 erwähnte Dauer von zehn Schritten eingegangen. Sie betrug bei den weiblichen gesunden Testpersonen 5,3 sek, bei den männlichen 5,7 sek.

Tabelle Nr.2

Beschleunigungswerte und Fehlerrechnung beim gesunden Kollektiv

Gesundes Kollektiv Frauen / Männer	Frauen			Männer		
	n	b re (g) ♀	S*	n	b re (g) ♂	S
Barfuß / PVC	23	1,54	0,72	23	1,49	0,54
Barfuß / Teppich	23	1,31	0,47	23	1,26	0,38
Straßenschuhe / PVC	23	1,07	0,44	23	0,98	0,35
Straßenschuhe / Teppich	23	1,06	0,33	23	0,95	0,29
Luftpolsterschuhe/ PVC	23	0,98	0,32	23	0,97	0,38
Luftpolsterschuhe/ Teppich	23	0,96	0,30	23	0,92	0,30
	n	b li (g) ♀	S	n	b li (g) ♂	S
Barfuß / PVC	23	1,52	0,66	23	1,36	0,45
Barfuß / Teppich	23	1,17	0,34	23	1,11	0,39
Straßenschuhe / PVC	23	0,98	0,32	23	0,87	0,33
Straßenschuhe / Teppich	23	0,94	0,33	23	0,84	0,33
Luftpolsterschuhe / PVC	23	0,86	0,30	23	0,84	0,23
Luftpolsterschuhe / Teppich	23	0,85	0,26	23	0,79	0,23

Tabelle Nr.3

<u>Gangprogramm /Frauen</u> Dauer von 10 Schritten: ♀ 5,32 sek	b re (g)	b li (g)	b Geg re (g)	b Geg li (g)	Dauer re (sek)	Dauer li (sek)
Barfuß / PVC	1,54	1,52	0,60	0,50	0,15	0,18
Barfuß / Teppich	1,31	1,17	0,60	0,48	0,17	0,20
Straßenschuhe / PVC	1,07	1,17	0,60	0,48	0,17	0,20
Straßenschuhe / Teppich	1,06	0,94	0,60	0,45	0,18	0,20
Luftpolsterschuhe / PVC	0,98	0,86	0,60	0,49	0,19	0,20
Luftpolsterschuhe / Teppich	0,96	0,85	0,59	0,47	0,19	0,20
<u>Gangprogramm / Männer</u> Dauer von 10 Schritten: ♂ 5,75 sek						
Barfuß / PVC	1,49	1,36	0,50	0,38	0,12	0,11
Barfuß /Teppich	1,26	1,11	0,47	0,38	0,12	0,11
Straßenschuhe / PVC	0,98	0,87	0,46	0,37	0,13	0,12
Straßenschuhe / Teppich	0,95	0,84	0,45	0,36	0,13	0,13
Luftpolsterschuhe / PVC	0,97	0,84	0,47	0,39	0,12	0,12
Luftpolsterschuhe / Teppich	0,92	0,79	0,47	0,38	0,13	0,14

Erläuterungen zu den Tabellen:

- n: Anzahl der Patienten
S: Standardabweichung der Streuung der Werte einer statistischen Reihe um deren arithmetisches Mittel. S zeigt an, ob ein errechneter Mittelwert typisch für die gesamte Reihe ist und wird errechnet aus:

$$S = \sqrt{\frac{\sum (x - A)^2}{n}} = \sqrt{\frac{\sum (d^2)}{n}}$$

x = Reihenwerte

A = arithmetisches Mittel

n = Zahl der Reihenwerte

- b re (g): Beschleunigung an der rechten Hüfte während des Auftretens, gemessen in g.
b li (g): Beschleunigung an der linken Hüfte während des Auftretens, gemessen in g.
b Geg re (g): Beschleunigung an der rechten Gegenseite während des Auftretens links, gemessen in g.
b Geg li (g): Beschleunigung an der linken Gegenseite während des Auftretens rechts, gemessen in g.
Verw.re/li(sek): Verweildauer der Beschleunigung im positiven Bereich der Kurve, gemessen in Sekunden, links bzw. rechts.

4.4. Ergebnisse / Kniegelenksversteifte (Tab. 4,5,6,7)

4.4.1. Ergebnisse der klinischen und röntgenologischen Nachuntersuchungen

Bei der Nachuntersuchung von Patienten mit einseitig versteiftem Kniegelenk - wie schon erwähnt im Durchschnitt 21 Jahre nach der Erstuntersuchung - war röntgenologisch nur in einem einzigen Fall eine geringfügige Zunahme des Arthrosegrades an der ipsilateralen Hüfte nachweisbar. Bei diesem Patienten waren allerdings seit der spontanen Einsteifung 37 Jahre verstrichen, zudem war der Mann als Landwirt zwischenzeitlich sicherlich überdurchschnittlichen Belastungen ausgesetzt.

Abb. 9 zeigt die Verteilung des Arthrosegrades am ipsilateralen Hüftgelenk bei der Erst- und Nachuntersuchung. Erläuterungen zum Arthrosegrad siehe oben!

Arthrosegrad	0	I	II	III	IV
Anzahl der Patienten bei der Erstuntersuchung	1	8	2	0	0
Anzahl der Patienten bei der Nachuntersuchung	1	7	3	0	0

Abb. 9 : Verteilung des Arthrosegrades am ipsilateralen Hüftgelenk bei der Erst- und Nachuntersuchung

Schmerzen am gleichseitigen Hüftgelenk wurden von drei Patienten angegeben, an der Gegenseite hatten zwei Personen Beschwerden. Bei der klinischen Nachunter-

suchung konnte nur in einem einzigen Fall eine Einschränkung der Beweglichkeit des ipsilateralen Hüftgelenkes - betroffen war vor allem die Abduktion - festgestellt werden.

Eine radiologisch erkennbare Demineralisation des betroffenen Hüftgelenks bestand bei acht der untersuchten Patienten, an der kontralateralen Hüfte waren keine entsprechenden Veränderungen erkennbar. Erklärt werden kann diese Osteoporose der ipsilateralen Hüfte wohl durch eine Minderbelastung der kranken Seite. Eine detaillierte Aufschlüsselung der zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung erhobenen klinischen und röntgenologischen Befunde gibt Tabelle 4 wieder.

Tabelle Nr. 4

Fall - Nr. Name Geschlecht Alter	Klinik/Hüftgelenk				Röntgen / Hüftgelenk		Osteoporose	
	Schmerzen Beweglichkeit Gangbild				Arthrosegrad / Nachuntersuchung			
	re	li	re	li	re	li	re	li
1. L.M. ♂, 73 Jhr.	0	0	frei	frei	I	II	+	0
2. W.K. ♂, 64 Jhr.	0	0	frei	frei	II	I	+	0
3. P.A. ♀, 61 Jhr.	0	+	frei	frei	II	I	+	0
4. E.L. ♂, 31 Jhr.	0	0	frei	frei	Ø	Ø	0	0
5. S.F. ♀, 65 Jhr.	0	0	frei	frei	I	I	0	+
6. S.Fl. ♂, 49 Jhr.	0	+	frei	-1/3	I	II	0	0
7. L.F. ♂, 64 Jhr.	+	+	frei	frei	I	I	0	0
8. G.A. ♂, 54 Jhr.	0	+	frei	frei	I	I	0	+
9. G.E. ♀, 62 Jhr.	0	0	frei	frei	Ø	I	0	+
10. G.O. ♂, 48 Jhr.	0	0	frei	frei	Ø	I	0	+
11. D.M. ♂, 53 Jhr.	0	0	frei	frei	I	I	0	+

4.4.2. Ergebnisse der Beschleunigungsmessungen

Die Resultate der Beschleunigungsmessungen am Beckenkamm bei Kniegelenksversteiften spiegeln im wesentlichen das Ergebnis der klinischen und röntgenologischen Nachuntersuchung wider . Die Beschleunigungsmittelwerte der Patienten mit rechtsseitig funktionslosem Kniegelenk lagen beim Barfußgehen auf PVC-Beton an der erkrankten Seite bei 0,73 g , linksseitig bei 0,63 g. Ähnliche Mittelwerte fanden wir bei den Untersuchten mit linksseitig steifem Kniegelenk. An der rechten Hüfte maßen wir 0,73 g, an der gestörten linken Seite 0,65g. Obige Beschleunigungsmittelwerte errechneten sich aus folgenden Einzelergebnissen:

Rechtsseitig Kniegelenksversteifte (g)		
	rechts	links
Fall-Nr. 1	0,49 g	0,39 g
Fall-Nr. 2	0,76 g	0,85 g
Fall-Nr. 3	0,74 g	0,81 g
Fall-Nr. 4	0,91 g	0,41 g
Linksseitig Kniegelenksversteifte		
	rechts	links
Fall-Nr. 5	0,43 g	0,56 g
Fall-Nr. 6	0,10 g	0,63 g
Fall-Nr. 7	0,90 g	1,20 g
Fall-Nr. 8	0,83 g	0,77 g
Fall-Nr. 9	0,42 g	0,48 g
Fall-Nr.10	0,92 g	0,38 g
Fall-Nr.11	0,51 g	0,53 g

Auffällig hierbei ist die im Vergleich zum gesunden Kollektiv um ca. 50 % niedrigere Spitzenbelastung, sowie die Tatsache, daß aus der Höhe der Auftrittsspitze nicht automatisch auf die Seitenlokalisation der Erkrankung geschlossen werden konnte.

Durch das äußere Dämpfungsglied Laufmatte war nur eine durchschnittliche Verminderung der Belastung um 4 % zu erreichen.

Mittelwerte auf Texidor - Laufmatte		
	rechts	links
rechtsseitig Kniegelenksversteifte	0,66 g	0,62 g
linksseitig Kniegelenksversteifte	0,73 g	0,61 g

Mit Straßenschuhen auf PVC - Beton nahmen dagegen die Spitzenwerte um etwa 25 % ab.

Mittelwerte mit Straßenschuhen auf PVC - Beton		
	rechts	links
rechtsseitig Kniegelenksversteifte	0,64 g	0,44 g
linksseitig Kniegelenksversteifte	0,52 g	0,47 g

Durch die Kombination Straßenschuhe/ Laufmatte ergab sich überraschenderweise kein zusätzlich stoßdämpfender Effekt, im Gegenteil, die Beschleunigungswerte stiegen sogar geringfügig an.

Mittelwerte mit Straßenschuhen auf Texidor-Laufmatte		
	rechts	links
rechtsseitig Kniege- lenksversteifte	0,60 g	0,40 g
linksseitig Kniege- lenksversteifte	0,61 g	0,54 g

Die Luftpolsterschuhe nach Dr. Maertens auf PVC-Beton unterschieden sich in ihrem Dämpfungsverhalten beim kranken Kollektiv nicht von den Straßenschuhen, d.h. im Vergleich zu den barfuß gewonnen Ausgangswerten betrug die Belastungsverminderung durchschnittlich 25 %.

Mittelwerte mit Luftkissenschuhen auf PVC - Beton		
	rechts	links
rechtsseitig Kniege- lenksversteifte	0,62 g	0,43 g
linksseitig Kniege- lenksversteifte	0,59 g	0,43 g

In Übereinstimmung mit den Werten, die mit Straßenschuhen auf der Laufmatte gemessen wurden, war auch durch die Kombination Luftkissenschuh / Laufmatte keine weitere Belastungsverminderung zu messen.

Mittelwerte mit Luftkissenschuhen auf Texidor-Laufmatte		
	rechts	links
rechtsseitig Kniege- lenksversteifte	0,60 g	0,40 g
linksseitig Kniege- lenksversteifte	0,64 g	0,45 g

Folgende graphische Darstellung (Abb. 10) soll die Abnahme der Mittelwerte der Beschleunigung an der Hüfte beim Gehen mit unterschiedlichem Schuhwerk auf verschieden Unterlagen illustrieren:

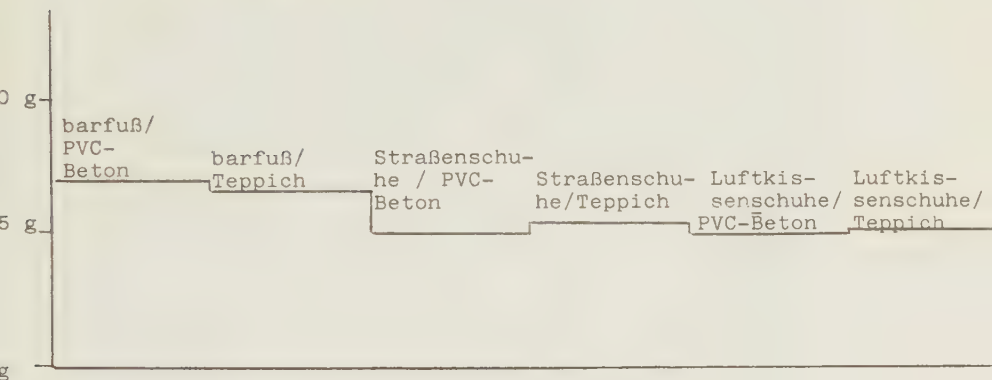


Abb. 10 : Abnahme der Mittelwerte der Beschleunigung an der Hüfte Kniegelenksversteifter beim Gehen mit unterschiedlichem Schuhwerk auf verschiedenen Unterlagen

Tabelle Nr.5 zeigt im direkten Vergleich die Beschleunigungsmittelwerte bei Gesunden und Kniegelenksversteiften.

Tabelle Nr.5

	Gesundes Kollektiv		Kniegelenksver- steifte	
Barfuß PVC	1,48 g	100 %	0,68 g	100 %
Barfuß Teppich	1,21 g	82 %	0,65 g	95 %
Straßenschuhe PVC	0,98 g	66 %	0,51 g	75 %
Straßenschuhe Teppich	0,96 g	65 %	0,53 g	78 %
Luftpolster- schuhe/PVC	0,92 g	62 %	0,51 g	75 %
Luftpolster- schuhe/Teppich	0,89 g	60 %	0,52 g	76 %

Die Beschleunigungsmaxima , die beim Auftreten an der kontralateralen Hüfte gemessen werden konnten, lagen unabhängig von der Seitenlokalisation der Störung der Gliederkette bei 0,35 g bis 0,40 g auf PVC- Beton. Durch Kombination verschiedenen Schuhwerkes mit der Trainingslaufmatte waren Minimalwerte von 0,32 g bis 0,33 g zu erreichen.

Die Zeitdauer des Beschleunigungsspikes war wie bei den gesunden Versuchspersonen vom Grad der stoßdämpfenden Maßnahmen abhängig. So konnten Zeiten von 0,07 sek barfuß auf PVC -Beton bis zu 0,14 sek mit Luftkissenschuhen auf der Matte gemessen werden. Die Zeitdauer der einwirkenden Beschleunigung war allerdings an der erkrankten Seite größer als an der gesunden.

Ankylose bzw.Arthrodese rechts	0,14 sek
Gegenseite	0,12 sek
Ankylose bzw.Arthrodese links	0,13 sek
Gegenseite	0,10 sek

Die Zeitdauer , die rechtsseitig Kniegelenksversteifte für zehn Schritte benötigten, lag bei 6,5 sek , für die linksseitig Kniegelenksversteiften errechnete sich eine mittlere Zeitdauer von 6,0 sek.

Die Tabellen Nr. 6 und 7 geben obige Ergebnisse zusammenfassend wieder. Überdies wird auf die Standardabweichungen näher eingegangen.

Tabelle Nr. 6

Kniegelenksarthrosen bzw. Kniegelenksankylosen

	rechts						links					
	b re (g)	b li (g)	b Geg re (g)	b Geg li (g)	Verw.re (sek)	Verw.li (sek)	b re (g)	b li (g)	b Geg re (g)	b Geg li (g)	liVerw.re (sek)	Verw.l (sek)
Barfuß / PVC	0,73	0,63	0,35	0,34	0,08	0,09	0,73	0,65	0,34	0,32	0,06	0,10
Barfuß / Teppich	0,66	0,62	0,33	0,30	0,08	0,09	0,73	0,61	0,34	0,33	0,07	0,10
Straßenschuhe/ PVC	0,64	0,44	0,31	0,30	0,14	0,11	0,52	0,47	0,35	0,35	0,09	0,11
Straßenschuhe/ Teppich	0,60	0,40	0,30	0,26	0,14	0,11	0,61	0,54	0,40	0,37	0,10	0,13
Luftpolster- schuhe/PVC	0,62	0,43	0,30	0,30	0,14	0,09	0,59	0,43	0,33	0,35	0,10	0,12
Luftpolster- schuhe/Teppich	0,60	0,40	0,32	0,29	0,14	0,12	0,64	0,45	0,40	0,36	0,10	0,13

Tabelle Nr.7

Standardabweichungen bei der Beschleunigungsmessung von Knieankylosen und -arthrosen						
	rechts		S	links		
	n	b re (g)		n	b re (g)	s
Barfuß / PVC	4	0,73	0,17	7	0,73	0,25
Barfuß / Teppich	4	0,66	0,13	7	0,73	0,26
Straßenschuhe / PVC	4	0,64	0,22	7	0,52	0,22
Straßenschuhe / Teppich	4	0,60	0,11	7	0,61	0,23
Luftpolsterschuhe / PVC	4	0,62	0,13	7	0,59	0,32
Luftpolsterschuhe / Teppich	4	0,60	0,13	7	0,64	0,33
	n	b li (g)	S	n	b li (g)	S
Barfuß / PVC	4	0,63	0,25	7	0,65	0,27
Barfuß / Teppich	4	0,62	0,30	7	0,61	0,16
Straßenschuhe / PVC	4	0,44	0,18	7	0,47	0,09
Straßenschuhe / Teppich	4	0,40	0,18	7	0,54	0,13
Luftpolsterschuhe / PVC	4	0,43	0,16	7	0,43	0,11
Luftpolsterschuhe / Teppich	4	0,40	0,12	7	0,45	0,12

Erläuterungen zu den Tabellen:

- n: Anzahl der Patienten
- S: Standardabweichung der Streuung der Werte einer statistischen Reihe um deren arithmetisches Mittel. S zeigt an, ob ein errechneter Mittelwert typisch für die gesamte Reihe ist und wird errechnet aus:

$$S = \sqrt{\frac{\sum (x - A)^2}{n}} = \sqrt{\frac{\sum (d^2)}{n}}$$

x = Reihenwerte

A = arithmetisches Mittel

n = Zahl der Reihenwerte

- b re (g): Beschleunigung an der rechten Hüfte während des Auftretens, gemessen in g.
- b li (g): Beschleunigung an der linken Hüfte während des Auftretens, gemessen in g.
- b Geg re (g): Beschleunigung an der rechten Gegenseite während des Auftretens links, gemessen in g.
- b Geg li (g): Beschleunigung an der linken Gegenseite während des Auftretens rechts, gemessen in g.
- Verw.re/li(sek): Verweildauer der Beschleunigung im positiven Bereich der Kurve, gemessen in Sekunden, links bzw. rechts.

5. Diskussion

5.1. Gesundes Kollektiv

Bei gesunden Personen war die Stoßerschütterung am rechten Beckenkamm beim Fersenkontakt durchwegs größer als auf der linken Seite. Das untersuchte Kollektiv setzte sich ausschließlich aus Rechtshändern zusammen. Durch die Dominanz der linken Hemisphäre werden bei körperlichen Aktivitäten bevorzugt die Muskeln des rechten Armes bzw. des rechten Beines trainiert, sodaß eine - wenn auch geringe - Seitendifferenz der Körpermasse entstehen kann. Diese Seitendifferenz ist möglicherweise für die beschriebene rechtsseitige Mehrbelastung verantwortlich. Zu beweisen wäre diese These nur durch eine Gegenüberstellung mit einem linkshändigen Kollektiv.

In Übereinstimmung mit der Arbeit GÜNTHERS (8) waren die Beschleunigungsspitzen am Beckenkamm der untersuchten gesunden Frauen stets höher als bei den untersuchten gesunden Männern. Eine Erklärung hierfür könnte zum einen die Geometrie des weiblichen Bewegungsapparates liefern. Durch den kleineren Collodiaphysenwinkel und durch die breitere Beckenform ist nämlich der Abstand des Körperschwerpunktes vom Drehpunkt Femurkopf vergrößert. Zum anderen ist bei diesen Überlegungen allerdings auch die höhere Schrittfrequenz der untersuchten Frauen zu berücksichtigen. (Zehn Schritte in 5,32 sek gegenüber 5,75 sek bei den Männern .) Raschere Gangarten aber führen , wie aus den Untersuchungen von NIGG et al (20 /21) oder GÜNTHER (8) hervorgeht , zu einem Anstieg der Spitzenwerte der Beschleunigung. Inwieweit freilich diese Mechanismen bei der Entstehung einer Arthrosis deformans coxae, welche bekanntlich bei Frauen häufiger als bei Männern auftritt (13) , eine Rolle spielen , sei dahingestellt.

Den Testergebnissen entsprechend bewirken Straßenschuhe eine durchschnittliche Beschleunigungsminderung um 30 % . Diese Reduzierung entspricht den Dämpfungseigenschaften des Absatzes , der Laufsohle , der Brandsohle bzw. des zwischen beide Sohlen eingebrachten Polstermaterials. Überraschenderweise konnten die orthopädischen Luftkissenschuhe nicht im erwarteten Ausmaß die Stoßerschütterungen vermindern. Zu diskutieren ist, ob nach längerer Gewöhnungszeit das subjektive Wohlbefinden beim Tragen dieses Schuhs nicht auch objektiv zu einer weiteren Abnahme der Beschleunigungswerte führen würde.

Direkt proportional zum Dämpfungsverhalten nahm bei den Messungen die Zeitdauer der einwirkenden Kraft zu. Ein Umstand , der nicht verwundert, wenn man berücksichtigt , daß durch elastische Unterlagen die Dauer des Auftretens der Ferse verlängert wird.

Die Beschleunigungswerte , die beim Auftreten an der kontralateralen Hüfte gemessen werden konnten , waren kaum Schwankungen unterworfen. Erklärt werden kann diese Konstanz durch den langen Weg , den diese Erschütterungen im Körper zurücklegen müssen , sowie durch die dabei auftretenden multiplen Stoßdämpfen- den Effekte.

5.2. Krankes Kollektiv

Die Annahme , daß bei einseitig kniegelenksversteiften Patienten das ipsilaterale Hüftgelenk stärker belastet ist, konnte durch oben aufgeführte Ergebnisse widerlegt werden. Selbst wenn ein pathologisches Gangbild wie Rechts - oder Linkshinken vorlag, war aus der Höhe der Auftrittsspiques nicht ersichtlich , welche Seite erkrankt war. Im direkten Vergleich zum gesunden Kollektiv waren zudem die auftretenden Stoßerschütterungen an der Hüfte um ca. 50 % reduziert, eine Tatsache , die durch eine Veränderung des Gang-

bildes der Erkrankten und den Altersunterschied der untersuchten Kollektive zu erklären ist. Dafür spricht erstens die langsamere Schrittfrequenz der Kniegelenksversteiften gegenüber dem gesunden Kollektiv , zweitens wird die Störung des Bewegungsablaufes auch durch die Zeitdauer der einwirkenden Beschleunigung dokumentiert, die an der erkrankten Seite stets länger war als an der gesunden.

Für eine Schonung bzw. Minderaktivität der erkrankten Seite sprechen ferner die radiologisch erkennbaren osteoporotischen Veränderungen bei acht der elf Patienten an der ipsilateralen Hüfte. Ferner war im Beobachtungszeitraum von durchschnittlich 21 Jahren nur in einem einzigen Fall eine mäßige Zunahme der gleichseitigen Coxarthrose zu erkennen. Die Einsteifung lag bei diesem Patienten - wie nochmals hervorgehoben sei - bereits 37 Jahre zurück. Zudem war dieser Patient beruflich außergewöhnlichen Belastungen ausgesetzt. Zusätzlich zu den oben postulierten reflektorischen Maßnahmen, die eine Minderung der Stoßerschütterungen bewirken, muß selbstverständlich der Tatsache Rechnung getragen werden , daß ein Patient mit steifem Kniegelenk z. B. bestimmte Sportarten wie Skifahren oder Kunstturnen , bei denen bekanntermaßen Höchstbelastungen an den Gelenken auftreten, nicht mehr ausüben kann; d.h. die Art der Erkrankung begrenzt in gewissem Umfang die Belastungsmöglichkeiten.

Diese Resultate korrelieren mit den Ergebnissen anderer Autoren, die Auswirkungen von Störungen der Gliedkette auf benachbarte Gelenke untersuchten. LIECHTI (13) konnte so 20 bis 30 Jahre nach einseitiger Hüftgelenksversteifung keine wesentlichen Veränderungen an der freien Hüfte nachweisen. Auch die Arbeiten von ARENS (1) und MOHING (17) zeigen, daß nach Ober - oder Unterschenkelamputation eine Coxarthrose an der Gegenseite nicht häufiger zu finden ist als sonst auch.

Die äußeren stoßreduzierenden Maßnahmen , wie Laufmatte, Straßenschuhe und Luftkissenschuhe , waren bei den kniegelenksversteiften Patienten nicht so effektiv wie bei den gesunden Vergleichspersonen. Durch den " weichen Gang " der Patienten - gekennzeichnet durch niedrige Ausgangswerte beim Barfußgehen - kommen also äußere Dämpfungsglieder , die stets gleichbleibende Federungseigenschaften aufweisen, in geringerem Ausmaß zur Geltung. D. h. mit abnehmender Belastung wird die sich errechnende Dämpfung nicht nur absolut sondern auch prozentual kleiner.

6. Zusammenfassung

Der menschliche Gang verursacht Erschütterungen, die über die Gliederkette fortgeleitet werden. Verschiedene Dämpfungsglieder , wie Muskulatur, Gelenke und Knochen , verringern diese Erschütterungen. So kann das Kniegelenk , wie Untersuchungen gezeigt haben, mehr als 90 % der fußseitig eingeleiteten Beschleunigungen abfangen.

Auf Grund dieser Beobachtung sollte untersucht werden, ob eine Knieversteifung zu einer Mehrbelastung des gleichseitigen Hüftgelenkes und zu einer vorzeitigen Coxarthrose führt.

Elf Patienten mit einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 21 Jahren nach Arthrodesse bzw. Ankylose eines Kniegelenkes wurden klinisch und röntgenologisch nachuntersucht. Außerdem wurden die über die Gliederkette auf die Beckenkämme weitergeleiteten Erschütterungen durch Beschleunigungsaufnehmer registriert und über ein Telemetriesystem aufgezeichnet.

Eine röntgenologisch erkennbare Zunahme arthrotischer Veränderungen am ipsilateralen Hüftgelenk war nur in einem einzigen Fall feststellbar. Der betroffene Patient war allerdings über einen besonders langen Zeit-

raum (37 Jahre) als Landwirt überdurchschnittlichen Belastungen ausgesetzt. Entsprechend zeigte sich bei den Beschleunigungsmessungen beim Gehen , daß an der ipsilateralen Seite der Kniegelenksversteiften keine erhöhten Erschütterungswerte festgestellt werden konnten.

Im Vergleich zu einem vorab untersuchten gesunden Kollektiv waren die Spitzenbelastungen um mehr als die Hälfte reduziert. Es kann also gefolgert werden, daß die Verminderung der Federungseigenschaften des Kniegelenkes offenbar durch eine Veränderung des Gangbildes kompensiert wird. So stellen länger als 20 Jahre versteifte Kniegelenke keinen Faktor für die Entstehung einer gleichseitigen Coxarthrose dar.

Zudem wurden die Eigenschaften von äußeren Dämpfungsgliedern an gesunden Probanden und Kniegelenksversteiften untersucht. Dabei zeigt sich , daß Schuhwerk gegenüber barfüßigem Gehen eine signifikante Dämpfung der Stoßerschütterungen um ca. 30 % bewirkt, daß jedoch unterschiedliche Schuh - und Bodenqualitäten diesen Dämpfungswert nicht maßgeblich verändern. Dieser Effekt war besonders deutlich bei den einseitig kniegelenksversteiften Patienten zu beobachten.

8. Günther, R. Über Stoßerschütterung beim Gang des Menschen
Inaug. Diss., Saarbrücken, 1967
9. Horn, P. Praktische Unfall- und Invalidenbegutachtung , Bd.II,
Springer, Berlin 1922
10. Inman, V.T. und Eberhard, H.D.
Saunders, J.B.
Levens, D.M.
Bresler, B.
Mc Cowan ,T.B. Fundamental Studies of Human Locomotion and Other Information Relating to the Design of Artificial Limbs
Berkeley, University of California, 1947
11. Leonardo da Vinci On the Human Body, New York, zit. nach O'Malley C.D. und Saunders, J.B. (1952)
12. Liberson, W.T. Biomechanics of gait: A method of study
Arch. Phys.Med. 46 (1965) 37
13. Liechti, R. Die Arthrodesse des Hüftgelenks und ihre Problematik
Springer, Berlin 1974
14. Marey, E.J. Animal Mechanism. A Treatise on Terrestrial and Aerial Locomotion, New York, Appleton-Century - Crofts, 1874
15. Marey, E.J. Physiologie. Les applications de la chronophotographie à la physiologie expérimentale.
Rev. Sci. 51 (1893) 321
16. Mayr. H. und Schoch, J. Wann sind Überlastungsschäden nach einseitiger Absetzung im Oberschenkel anzusehen?
Z. Orthop. 92 (1959) 198

17. Mohing, W. Die Arthrosis deformans des Kniegelenkes
Springer, Berlin 1966
18. Münchinger, R. Untersuchungen über die Wirbelsäule in Sport, Beruf und Alltag
Ergonomics, 1964, Proceeding of 2nd I.E.A., Congress Dortmund
19. Murray, M.P. Gait as a Total Pattern of Movement
Am.J.Phys.Med 48 (1967) 290
20. Nigg, B.M. und Neukomm, P.A. Erschütterungsmessungen beim Skifahren
Med.Welt 24 (1973) 1883
21. Nigg, B.M. und Neukomm, P.A. Unhold, E. Spirig, J. Die Belastung des menschlichen Bewegungsapparates beim Laufen , Gehen , Skifahren und Kunstturnen
Bericht aus dem Laboratorium für Biomechanik der ETH Zürich, April 1974
22. Paul, J.P. Bio - engineering studies of the forces transmitted by joints.
Part II Biomechanics and Related Bioengineering Topics
Pergamon Press, Oxford 1965
23. Schwartz, R.P.und Heath, A.L. The pneumographic method of recording gait
J. Bone & Joint Surg.14 (1932) 783

24. Vierordt, O.

zit. nach O'Malley C.D.
und Saunders J.B. (1952)

25. Weber, W. und
Weber, E.F.

Mechanik der menschlichen
Gehwerkzeuge
Dietrich, Göttingen 1836

Abschließend bedanke ich mich bei Herrn Priv.-Doz.
Dr.med. C.J. WIRTH sehr herzlich für die Überlassung
des Themas, die wertvollen Hinweise beim Aufbau der
Arbeit und die Übernahme des Referates.

Herrn Prof. Dr.med. M. JÄGER, Direktor der Staatlich
Orthopädischen Klinik der Universität München, danke
ich ergebenst für die Übernahme des Coreferates.

L E B E N S L A U F

Als Sohn des Ehepaares Alois und Gertrud Faigl, geb. Schneider, wurde ich am 16.7.1950 in Straubing / Ndbay. geboren.

Von 1956 bis 1960 besuchte ich die Volksschule in Straßkirchen und anschließend das mathematisch- naturwissenschaftliche Ludwigs- Gymnasium in Straubing, an dem ich im Juni 1969 das Abitur absolvierte.

Vom Wintersemester 1969 / 70 bis einschließlich Sommersemester 1971 studierte ich an der Ludwig-Maximilians-Universität in München zunächst Zahnmedizin, wechselte dann an der gleichen Universität im Wintersemester 1971/ 72 - unter Anerkennung von drei vorklinischen Semestern- zur Humanmedizin über. Mit dem Staatsexamen am 30.7.76 beendete ich mein Studium.

Als Medizinalassistent war ich vom 1.10.76 bis 31.1.77 für Innere Medizin im Städt. Krankenhaus München - Oberföhring tätig; vom 1.3.77 bis 30.3.77 an der Chirurgischen Universitätspoliklinik München; vom 1.5.77 bis 30.6.77 an der chirurgischen Privatklinik Bogenhausen und vom 1.7.77 bis Oktober 77 in der Praxis Dr.Nitz. Die Approbation wurde mir am 20.7.78 erteilt.

Den Grundwehrdienst legte ich vom 1.4.79 bis 30.5.80 an der General-von-Stein-Kaserne in Freising ab.

